

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4473729号
(P4473729)

(45) 発行日 平成22年6月2日 (2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

G O 1 S 7/539 (2006.01)

G O 1 S 15/89 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G O 1 S 7/62

G O 1 S 15/89

D

B

請求項の数 11 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-532379 (P2004-532379)
 (86) (22) 出願日 平成15年7月21日 (2003.7.21)
 (65) 公表番号 特表2005-537079 (P2005-537079A)
 (43) 公表日 平成17年12月8日 (2005.12.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/003439
 (87) 国際公開番号 W02004/021041
 (87) 国際公開日 平成16年3月11日 (2004.3.11)
 審査請求日 平成18年7月19日 (2006.7.19)
 (31) 優先権主張番号 10/231,704
 (32) 優先日 平成14年8月29日 (2002.8.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 時間インタリーブデータの取得によるバイブレイン超音波描出処理

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

二次元アレイトランスデューサと、
 前記アレイトランスデューサに結合され、受信エコー信号をビーム形成するビーム形成装置と、

前記アレイトランスデューサに結合され、三次元領域の第1画像平面と第2画像平面とを走査するよう前記トランスデューサを制御するコントローラと、

前記ビーム形成装置に結合され、共通のディスプレイに同時に示される前記2つの画像平面のリアルタイム画像を生成する表示サブシステムと、

ユーザによる起動にตอบสนองして、前記コントローラに結合され、前記第1画像平面に対する前記第2画像平面の向きを選択するユーザ制御と、
 を有する超音波診断描出システムであって、

前記2つの画像平面は、前記第1画像平面の向きが前記アレイトランスデューサに対して固定され、前記第2画像平面の向きが前記固定された向きの第1画像平面に対してティルト及び/又は回転され得る空間向きを前記三次元領域内で示す超音波診断描出システム

。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断描出システムであって、

前記コントローラは、2つの交差する走査平面を走査するよう前記トランスデューサを制御する走査平面コントローラを有し、

10

20

前記ユーザ制御は、前記第2画像平面の前記第1画像平面に対する回転向きを選択すること、
ことを特徴とするシステム。

【請求項3】

請求項2記載の超音波診断描出システムであって、
前記第1画像平面の走査平面は、前記トランスデューサアレイの平面に対する固定された回転向きを示し、
他方の走査平面の回転向きは、ユーザ制御に応答する、
ことを特徴とするシステム。

【請求項4】

請求項3記載の超音波診断描出システムであって、
両方の走査平面は、前記トランスデューサアレイの平面に直交することを特徴とするシステム。

【請求項5】

請求項1記載の超音波診断描出システムであって、
前記コントローラは、2つの交差する走査平面を走査するよう前記トランスデューサを制御する走査平面コントローラを有し、
前記ユーザ制御は、前記第2画像平面の前記第1画像平面に対する向き角度を選択すること、
ことを特徴とするシステム。

【請求項6】

請求項5記載の超音波診断描出システムであって、
前記第1画像平面の走査平面は、前記トランスデューサアレイの平面に対する固定された向き角度を示し、
他方の走査平面の向き角度は、前記ユーザ制御に応答する、
ことを特徴とするシステム。

【請求項7】

請求項6記載の超音波診断描出システムであって、
前記トランスデューサアレイの平面に対する固定された向き角度を示す走査平面は、前記トランスデューサアレイの平面に直交することを特徴とするシステム。

【請求項8】

バイプレイン超音波画像を生成するための二次元アレイトランスデューサを有する超音波診断描出システムの動作方法であって、

第1画像平面の向きが前記アレイトランスデューサに対して固定され、第2画像平面が前記固定された第1画像平面に対してティルト及び/又は回転される三次元領域の2つの空間有向画像平面をリアルタイムに生成するよう、前記二次元アレイトランスデューサを作動させるステップと、

前記2つの画像平面の画像が同時にリアルタイムに表示されるリアルタイム画像を生成するステップと、

前記第2画像平面の相対的空間向きを変更するステップと、
前記2つの画像平面の画像が新たな相対的空間向きにより、同時にリアルタイムに表示されるリアルタイム画像を生成するステップと、
を有することを特徴とする方法。

【請求項9】

請求項8記載の方法であって、
前記第2画像平面の相対的空間向きを変更するステップは、前記アレイトランスデューサの平面に対する前記第1画像平面の空間向きを維持することを含むことを特徴とする方法。

【請求項10】

請求項8記載の方法であって、

前記 2 つの空間有向画像平面の生成はさらに、直線で交わる 2 つの画像平面を走査することを含み、

前記変更するステップはさらに、前記直線に関する前記第 2 画像平面の回転向きを変更することを含み、
ことを特徴とする方法。

【請求項 11】

請求項 8 記載の方法であって、

前記 2 つの空間有向画像平面の生成はさらに、直線で交わる 2 つの画像平面を生成することを含み、

前記変更するステップはさらに、前記第 2 画像平面に対する前記直線の位置を変更することを含み、
ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

〔関連出願〕

本出願は、2000年8月17日に提出された、現在は米国特許第6,443,896号となっている米国特許出願第09/641,306号の一部継続出願である。

〔技術分野〕

本発明は、一般に超音波描出処理に関し、より詳細には、リアルタイムによる人体の三次元領域の複数の平面超音波画像の生成に関する。

〔背景〕

三次元超音波描出処理の主要な利点は、従来の二次元走査からは利用できなかった、人体などのオブジェクトの体積を通じた一意的な画像平面を取得することができるということである。例えば、三次元描出技術を通じて、組織の一領域の複数の異なる切断面を同時に見ることが可能となり、これにより異なるアングルまたはビューから対象物を観察することができる。あるいは、ある場合には、皮膚などのオブジェクト表面下の一定の深さでの画像平面を見ることが望ましいかもしれず、そのような画像平面は、オブジェクトに対する超音波プローブの向きのため、通常の二次元走査では取得することができない。

【0002】

ある三次元領域の複数の画像平面を取得することが可能となることにより、描出対象の平面、空間における各自の関係及び画像を表示する最善の方法を規定する必要性が生じてくる。従来、通常の表示技術は、相互に直交した平面である三次元領域の3つの超音波画像を表示するというものであった。各画像は、当該画像上に表示された、他の2つの直交画像平面の位置を示す直交した十字線を有する。十字線が異なる位置にドラッグされると、当該次元による新たな平行画像平面が選択及び表示される。この表示技術は、診断する者が三次元領域の組織構造を、交差する画像平面におけるその様相により検査及び画定することを可能にする。

【0003】

このような表示は三次元領域の静止画データに有用であり、選択十字線が移動するとき、異なる画像平面の表示のため適切に再アドレス指定することを容易に可能にする。この表示技術はリアルタイムの描出処理には有用でない。なぜなら、リアルタイムの描出処理には、制御及び表示の複雑さがかなり増大するからである。さらに、このようなリアルタイム表示は、系統的あるいは組織的方法により診断者が分析するには過剰な情報を提供しうる。従って、三次元領域の複数のリアルタイム平面画像の効果的表示及び制御が必要とされる。

〔発明の概要〕

本発明の原理によると、人体の三次元領域の複数の平面画像を生成及び表示するための方法及び装置が説明される。

【0004】

10

20

30

40

50

本発明の一特徴では、ここでは「バイプレーン (b i p l a n e) 」表示形式と呼ばれる形式により、２つのリアルタイム画像平面が取得及び表示される。これら２つのバイプレーン表示による平面は、一方の画像が他方に対してティルトされる制御モードと、一方の画像平面が他方に対して回転される制御モードの２つの制御モードにより制御することが可能である。本発明の他の特徴では、診断者にこれら２つの画像平面の相対的な向きを通知するアイコンが、バイプレーン画像と同時に表示される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 5 】

図１は、本発明による方法及び装置を利用することが可能な超音波診断描出システム 100 のブロック図である。本発明が当該描出システムによる利用に限定されるものでなく、単なる一例として示されているということは理解されるべきである。描出システム 100 では、中央コントローラ 120 が、伝送周波数制御 117 に所望される伝送周波数帯域を伝送するよう指示する。伝送周波数帯域パラメータ f_{tr} は、伝送周波数制御 117 に結合され、伝送周波数制御 117 は超音波プローブ 110 のトランスデューサ 112 に選択された周波数帯域における超音波を伝送させる。もちろん、所望の浸透深度とトランスデューサ及び超音波システムの感度を考慮して、周波数署名 (f r e q u e n c y s i g n a t u r e) として知られる、任意の超音波周波数または周波数群が使用されてもよい。

【 0 0 0 6 】

プローブ 110 のトランスデューサ 112 は、ビーム形式による超音波エネルギーを送出し、当該送出に応答して返されたエコー信号を受信する離散的要素のアレイを有する。このビームは、プローブを機械的に作動させることにより、あるいは好ましくは、様々なアレイ要素の送信タイミングを電氣的に調節することにより、オブジェクトの異なる部位を走査するよう導くことができる。描出システム 100 では、この操作は中央コントローラ 120 により制御される。次にコントローラ 120 は、インタフェースプログラム、ポインティング装置 (マウス、トラックボール、スタイラス、タブレット、タッチ画面あるいは他のポインティング装置など)、キーボード、あるいは中央コントローラに指示を与えるための他の入力装置を含むユーザインタフェース 119 を介して入力されるユーザからのコマンドに応答する。あるいは、コントローラは、所定のデフォルトの方法によりビームを自動的に操作するようプログラミングされてもよい。受信された信号は、送受信 (T / R) スイッチ 114 を通じて結合され、アナログ - デジタル (A / D) 変換器 115 によりデジタル化される。A / D 変換器のサンプリング周波数 f_s は、中央コントローラ 120 により制御される。サンプリング理論による所望のサンプリングレートは、受信エコーの最も高い周波数 f_c の少なくとも２倍である。必要とされる最小のものより高いサンプリングレートを使用することもできる。信号サンプルは、コヒーレントエコー信号を形成ため、ビーム形成装置 116 により遅延及び合成される。その後、コヒーレントエコー信号は、デジタルフィルタ 118 により所望の通過域にフィルタ処理される。デジタルフィルタ 118 はまた、周波数帯域をより低い周波数レンジまたはベースバンド周波数レンジにシフトすることもできる。デジタルフィルタの特性は中央コントローラ 120 により制御され、これにより、フィルタには乗数加重 (m u l t i p l i e r w e i g h t) やデシメーションコントロール (d e c i m a t i o n c o n t r o l) が与えられる。好ましくは、この構成は F I R (F i n i t e I m p u l s e R e s p o n s e) フィルタとして機能するよう制御され、フィルタリングとデシメーションの両方を実行する。中央コントローラ 120 の制御の下、フィルタの加重及びデシメーションレートのプログラミングを通じて、広範なフィルタ特性が可能である。デジタルフィルタの利用は、異なるフィルタ特性を与える上でフレキシビリティ効果が可能である。デジタルフィルタは、ある時点では受信した基本波周波数を通過させ、次の時点では高調波周波数を通過させるようプログラミングすることが可能である。これにより、デジタルフィルタは、信号処理中のフィルタ係数を単に変更することにより、基本波と高調波デジタル信号の画像またはラインを交互に生成したり、あるいは時間インタリーブされたシーケンスの異なる交

10

20

30

40

50

互の高調波のラインを交互に生成するよう動作させることができる。

【0007】

デジタルフィルタ118から、フィルタ処理されたエコー信号が、Bモードプロセッサ、コントラスト信号検出器128あるいはドブラープロセッサ130により検出及び処理される。Bモードプロセッサは、以下に限定されるものではないが、周波数コンパウンディング(frequency compounding)、空間コンパウンディング(spatial compounding)、高調波画像形成、及び当該技術分野において周知な他の典型的なBモード機能を含む機能を実行する。ドブラープロセッサは、速度及びパワードブラー信号を生成するため、従来のドブラー処理をエコー信号に適用する。プロセッサ137及び130とコントラスト信号検出器128の出力は、ディスプレイ150上の二次元超音波画像としての表示のため、映像プロセッサ140に結合される。中央コントローラ120は、入力信号のシーケンスを追跡し、映像プロセッサ140による現在データの形成中の画像への配置を可能にする。映像プロセッサ140により信号が受信されると、当該データはディスプレイに供給され、ラスト処理された画像が生成される。2つのプロセッサとコントラスト信号検出器の出力はまた、3D画像メモリ164に格納され、そこから映像プロセッサ140に与えられる三次元画像のレンダリングのため、三次元画像レンダリングプロセッサ162に結合される。三次元レンダリングは、従来の方法により実行されてもよい。この構成により、オペレータは、超音波画像の二次元または三次元表示のため、コントラスト信号検出器128とプロセッサ137及び130の出力から選択を行うことができる。

【0008】

図1のシステムは、プローブ110、トランスデューサ112、映像プロセッサ140及び/または画像レンダリングプロセッサ162の動作及び制御を通じて、人体などのオブジェクトの三次元領域の複数のリアルタイム平面画像をその走査中に生成することができる。これらの平面画像は、人体のスライスとして撮影されるとき、互いに既知の位置的關係を有し、診断者が異なる向きから人体構成を観察することを可能にする。診断者は、組織構成の空間的關係を視覚化するため、スライスの相対アングルを調整することを所望するかもしれない。オペレータは、ユーザインタフェース119を介して、画像中の対象構成に揃えるよう表示されたスライスの向きを調整することができる。三次元領域全体を走査するのに送信される必要があるより多くのビーム数よりも、所望の平面画像の構築に必要なとされる超音波ビームのみを生成することにより、リアルタイムのパフォーマンスが達成される。

【0009】

図2A及び2Bは、平面510と512からデータを取得するのに利用可能なトランスデューサ500の一実施例を示す。本実施例は、平面510と交点514及び506にあるビーム504及び平面512と交点516及び508にあるビーム505などのビームを生成する。二次元アレイトランスデューサ500から発せられる光線は、三次元上で電氣的に操作され、これにより、対象となる三次元領域をトランスデューサが機械的に走査することを不要にする。同様の方法により、二次元アレイトランスデューサに適用可能な周知のビーム操作、フォーカス処理及び/またはゲート処理技術を利用して、各平面における対象となるラインからデータが受信される。

【0010】

2つの平面画像を生成するための上記走査方法は、そのスピードのため好ましいが、排他的なものではない。様々な変形が可能である。所望の場合、追加的な平面を配備及び画成したり、あるいは追加的な平面を交差させるさらなるビームを生成することも可能である。もちろん、追加的な各ビームは、生成するのに追加的な時間を要し、これによりスイープレート(sweep rate)に影響を及ぼす。所望される平面数とその向きが、ユーザインタフェース119を介し中央コントローラ120に伝達される。さらに、トランスデューサ112は、各平面の複数の点に対して向けられるビームを発するよう制御することができる。あるいは、トランスデューサは、走査ごとにビームが少なくとも2つの

平面にあるか、少なくとも2つの平面でない面を交差させるか、あるいは少なくとも1つの平面にあってなおかつ少なくとも1つの平面でない面を交差させる限り、各サンプリング位置にすべての面より少なくピームを発するよう制御することができる。上記及び他の明らかな変形は、選ばれた変形に応じて異なるレート及び解像度ではあるが、リアルタイムによる複数の平面画像の生成が可能である。さらに、例えば、Bモード、コントラスト信号検出、高調波描出処理またはドプラー描出処理などの任意の二次元超音波描出技術が、このデータ取得スキームにおいて等しく良好に適用することが可能である。

【0011】

2つの平面510と512から取得されるデータは、対応する平面画像を構築するコントラスト信号検出器128または1以上のプロセッサ137と130により利用される。好ましくは、平面画像は、リアルタイムでの描出処理を提供する走査レートにより生成される。これらの平面画像は、映像プロセッサ140により同時にサイドバイサイド(side-by-side)表示することもできるし、あるいは三次元領域が連続的に走査されるとき、ディスプレイ150上の三次元表示により以降に観察することもできる。

【0012】

図3は、本発明の原理により構築される超音波システムの他の実施例を示す。本実施例では、プローブ110は、二次元アレイトランスデューサ500とマイクロビーム形成装置502を有する。マイクロビーム形成装置は、アレイトランスデューサ500の要素群(「パッチ(patch)」)に印加される信号を制御する回路を備え、各要素群の要素により受信されるエコー信号に対し処理を行う。プローブにおけるマイクロビーム形成は、プローブと超音波システムとの間のケーブル503のコンダクタの個数を減らすことが効果的であり、これについては米国特許第5,997,479号(Savordらによる)及び米国特許第6,436,048号(Pesque)に記載される。

【0013】

プローブは、超音波システムのスキャナ310に結合される。スキャナは、ユーザによる制御に応答し、マイクロビーム形成装置502に伝送ピームのタイミング、周波数、方向及びフォーカシングに関してプローブを指示する制御信号を与える。ビーム形成コントローラはまた、アナログ-デジタル(A/D)変換器316とビーム形成装置116との結合により、受信したエコー信号のビーム形成を制御する。プローブにより受信されるエコー信号は、スキャナのTGC(Time Gain Control)回路314とプリアンプにより増幅され、A/D変換器316によりデジタル化される。その後、デジタル化されたエコー信号は、ビーム形成装置116によりビーム形成される。エコー信号は、上記のようなデジタルフィルタリング、Bモード検出及びドプラー処理を実行し、また高調波分離、周波数コンパウンディングを通じたスペクル低減及び他の所望の画像処理を実行可能な画像プロセッサ318により処理される。

【0014】

スキャナ310により生成されるエコー信号は、所望の画像形式による表示のため、当該エコー信号を処理するデジタル表示サブシステム320に結合される。エコー信号は、エコー信号のサンプリング、ビームの各セグメントの完全ライン信号へのスプライシング及び信号対雑音向上またはフローパーシステンス(flow persistence)のためのライン信号の平均化の実行が可能な画像ラインプロセッサ322により処理される。画像ラインは、当該技術分野では周知なRシート変換を実行する走査変換器324により所望の画像形式に走査変換される。その後、画像は画像メモリ328に格納され、そこからディスプレイ150に表示することができる。メモリの画像は、ユーザによる制御に応答してグラフィック生成器330により生成される表示対象のグラフィックと重複している。個々の画像または画像シーケンスは、画像ループのキャプチャ中、シネメモリ(cine memory)326に格納することも可能である。

【0015】

リアルタイム三次元描出処理では、表示サブシステム320はまた、ディスプレイ150に表示されるリアルタイム三次元画像のレンダリングのため、画像ラインプロセッサ3

10

20

30

40

50

22から画像ラインを受け取る3D画像レンダリングプロセッサ162を有する。

【0016】

本発明の原理によると、パイプラインとここでは呼ばれる2つの画像が、プローブによりリアルタイムで取得され、サイドバイサイド表示形式により表示される。2Dアレイ500は送受信されたビームをアレイの前で任意の傾斜及び任意の方向に走査することができるため、パイプライン画像の平面は、図2A及び2Bにおけるアレイ500に対する画像平面510と512の向きにより示されるように、アレイ及び互いに関して任意の向きを有することが可能である。しかしながら、好適な実施例では、これら2つの画像平面は、アレイ500の中心を交差し、2つの平面がアレイトランスデューサから「エッジオン(edge-on)」と見えているように見える図5Bの平面L及びRにより示されるように、アレイのサイドに直交する。以下に与えられる例では、画像形式は、ニアフィールドアベックス(near-field apex)から発する画像ラインを有するセクタ画像形式である。しかしながら、リニアまたは操作されたりニア走査形式もまた利用可能である。

10

【0017】

2つの画像平面のパイプライン画像は、図2Aの各画像平面のビーム504と505を取得することにより例示されるような各画像のビームを送受信することにより取得される。様々な取得シーケンスを実行することが可能である。1つの画像のすべての走査ラインを取得することが可能であり、さらに、その他の画像のすべての走査ラインの取得に引き続く。あるいは、2つの画像のラインの取得は、時間インターリーブすることが可能である。例えば、1つの画像のライン1が取得され、それに引き続き、その他の画像のライン1が取得される。この後、各画像のライン2が取得され、さらに各画像のライン3などが順次取得される。これは、ライン群の問い合わせ(interrogation)の間のインターバルを延長することができる、低フロー速度のドブラー画像の実行時には効果的であるかもしれない。それはまた、2つの平面の交わりにおけるラインが連続的に取得されるのに効果的であり、これにより、画像の交わりにおいて素早く動く組織が2つの画像において異なって見えるのを回避する。これらのラインは、画像において空間連続的に、あるいは画像の別々の部分から逐次的に取得することができる。例えば、4つのエッジラインがまず取得され、それに引き続き、平面が交差する辺りの4つの中心ラインが取得され、その後、この交差部分に向かう方向と、離れる方向とに交互に進行する。

20

30

【0018】

2つの画像のすべてのラインがスキャナ310により受信され、表示サブシステム320に転送されたとき、スキャナは「EK」信号を制御ライン340を介し表示サブシステムに送信し、現在の表示フレームのすべてのラインが表示のため送信されたことを表示サブシステムに通知する。その後、表示サブシステムは、表示のため画像ラインを処理する。以下で説明されるパイプライン形式では、1つの画像が表示画面の一方のサイドでの表示のため、処理、フォーマット化及びマップされ、他方の画像が表示画面の他方のサイドでの表示のため、処理、フォーマット化及びマップされる。当該画像の処理後、表示サブシステムは、「FRQ」制御信号をスキャナに返し、表示サブシステムが処理のため他の画像フレームを要求していることをスキャナに通知する。2つのサイドバイサイド画像の完全な画面表示は、画像のグラフィックと重複し、ディスプレイ150上に表示される。その後、表示サブシステムは、他のEK信号の終了受信により示されるように、2つの画像の他の走査の完了を待機する。当該時点において、他のリアルタイム表示フレームが再び進行する。

40

【0019】

また、各画像がEK信号により完了され、各自がEK信号により完了され、FRQ信号により応答される2つのパイプライン画像の送受信が、2つの画像の表示フレームが表示サブシステムにより生成される前に行われるという通信アーキテクチャを利用することができる。

【0020】

50

これらの画像は、図4の画像L及びRにより、そして図7に示されるシステムディスプレイの写真により示されるように、サイドバイサイド表示される。好適な実施例では、画像平面の向きは、「回転」と「ティルト」の2つの選択モードの1つにより選択される。好適な実施例では、一方の画像の向き、図4では左の画像Lが、トランスデューサアレイに関して固定される。L画像は常に、図2Bに示されるようなアレイの中心を通過して延長するアレイの平面に直交した平面上にある。右画像Rの平面は、ユーザによる制御により、画像Lの平面に対して、回転またはティルトすることが可能である。回転モードでは、2つの画像はセクタのイメージング中には常に共通中心ラインを共有し、右画像Rの平面は、トラックボールやノブなどのユーザによる制御操作により回転することが可能である。右画像は、左基準画像と同一平面にある状態から、90°の向きにまで回転し、再び同一平面とすることが可能である。360°の完全な回転は、ユーザによる制御操作により、あるいは画像の左から右への反転により行うことが可能である。ティルトモードでは、右画像Rの中心は常に基準画像と交わるが、あたかもセクタが2つの画像の共通の頂点から揺動しているかのように、基準画像の異なるラインを交差するようティルトすることが可能である。

10

【0021】

好適な実施例では、プローブ110は、画像の所与のサイドを特定するマーカを有する。一般に、このマーカは、プローブケースの1つのサイド上の物理的な突起またはカラーである。診断者はこのマーカを利用して、プローブの向きとディスプレイ上の画像の向きと関連させる。表示画面上のマーカを図4のドット402により示されるように表示することが慣例となっている。診断者は一般に、画像が常に診断者が所望する向きにより表示されるように、同じ位置にプローブマーカを有するプローブを保持するであろう。本発明のさらなる特徴によると、第2画像Rもまた向きマーカ404により示される。回転モードでは、走査開始時には、2つの画像は同一平面を描出することが可能であり、この場合、マーカは空間的に揃えられる。その後、診断者は共通の開始向きから右画像平面を回転することができる。構成される実施例では、2つのバイプレーン画像の初期状態は、これら2つが共通の中心ラインに沿ってティルトされずに揃えられ、図7に示されるように、各自に関して90°回転される。

20

【0022】

本発明のさらなる特徴によると、2つの画像平面の相対的向きをグラフィカルに示すアイコン400が、バイプレーンディスプレイ上に表示される。図4のアイコン400は、トランスデューサアレイからの画像平面のビューを表し、セクタRのベースが回転可能なスペースをグラフィカルに表すサークル410を有する。ドット406は、左基準画像Lのドット402に対応し、基準画像の平面が画像の右のマーカと共に、サークル410に沿った水平方向にあることを示している。アイコンのライン412は、右画像Rが画像の右サイドの右画像マーカ408（ドット404に対応する）と同一方向にあることを示している。

30

【0023】

図5A～5Dは、右画像の回転と共にアイコン400がどのように回転するかを示している。右画像が基準画像の平面から30°回転すると、アイコン400が図5aに示されるように現れ、右画像の平面を表すドット408とライン412は30°回転されている。数字の30がまたアイコンの下に現れる。右画像平面はさらに180°回転することが可能であり、この場合、ライン412とマーカドット408が図5Bに示されるように現れる。アイコンの下の数字は、基準画像平面に対し210°の向きを示す210に変わる。あるいは、好適な実施例では、超音波システムのユーザインタフェースは、「右画像反転」制御を有する。当該制御が起動されると、右画像は即座に180°反転され、これに応じて、アイコンは図5Aの表示から図5Bの表示に切り替えられる。

40

【0024】

同様に、好適な実施例は、文字通り左画像を反転する「左画像反転」制御を有する。この場合、マーカドット406は、アイコンの左サイドに置かれる。図5Cにおいて、右画

50

像は、ライン 4 1 2 及び画像下の数字により示されるように、基準画像のもとの（反転されていない）位置に対し 2 1 0 ° の向きにある。図 5 D では、基準画像は、左基準画像のもとの位置に対して 3 0 ° の向きにある右画像により反転されたものである。

【 0 0 2 5 】

パイプライン及びアイコンの通常表示の効果として、表示画面上の画像がセーブされると、アイコンもまたオペレータによる操作がなくてもセーブされるということである。以降における診断者による画像の検討中、2つの画像平面の向きは、ディスプレイ上または画面の印刷により示されている。画面表示は、ハードコピーあるいは電氣的にセーブすることが可能であり、同じパイプライン画像の向きで患者を再び走査することを可能にするため、以降において抽出及び参照することができる。

10

【 0 0 2 6 】

アイコン 4 0 0 を 0 ° ~ 1 8 0 ° に対応する回転サークル 4 1 0 の部分と、アイコンの下に表示される数字による表示での 1 8 1 ° ~ 3 5 9 ° に対応する部分をグラフィカルに表示させることが望ましいかもしれない。これは、サークルの上半分と下半分の視覚的に識別可能なグラフィックを用いることにより行われてもよい。例えば、サークル 4 1 0 の下半分は、上半分より明るいラインあるいはボールドラインにより表示することも可能であり、あるいは上半分を実線で描く一方、下半分を点線または破線で描くようにすることもできる。あるいは、上半分と下半分を、例えば青と緑などの異なる色で、右平面 R の回転角度の変化に従って変わる数字の色と共に、表示することも可能である。

【 0 0 2 7 】

20

図 6 は、「ティルト」モードでの動作時における表示画面を示す。このモードでは、左画像 L の平面は、トランスデューサアレイの平面に対して再び固定され、右画像 R は、あたかも 2 つの画像の共通の頂点から揺動するかのように、基準画像の一方のサイドから他方のサイドにティルトすることが可能である。構成された実施例では、2つの画像は横方向（回転）空間次元において互いに常に 9 0 ° の向きにある。好適な実施例では、右セクタ画像 R の中心ラインは、ユーザにより選択される左セクタのラインにおいて常に基準画像と交わる。アイコン 6 0 0 は、2つの画像平面の相対向きを示す。アイコン 6 0 0 では、小さなグラフィカルセクタ 6 0 2 は、左基準画像の固定位置を表す。カーソルライン 6 0 4 は、サイドから「エッジオン」に見られた右画像を表す。本例では、右画像平面は、0 ° の基準向きである、2つの画像の中心ラインが揃えられる名目的な向きから 3 0 ° ティルトされる。名目的（初期的）向きでは、カーソルラインはアイコン 6 0 0 において垂直に向きが決められる。

30

【 0 0 2 8 】

アイコン 6 0 0 の代わりとして、カーソルライン 6 0 4 が、基準画像 L 上に表示することができる。ユーザは、ユーザ制御を操作して、右平面 R のティルトを変えることができ、あるいは画像 R の一方のサイドから他方のサイドにカーソルラインをドラッグして、右平面のティルトを変えることができる。カーソル 6 0 4 として、ドットやポインタなどのライン以外のカーソル表示のタイプを利用することが可能である。

【 0 0 2 9 】

ティルトモードは、梗塞の縦方向の検査を行うのに特に有用である。患者の心臓描出は、乳頭筋先端近傍における以上の心臓壁の挙動を明らかにすると考えられる。従来の 2 D 描出では、診断者は、まず心臓の長軸ビューからの乳頭筋の画像を取得し、その後短軸ビューからの梗塞位置を描出するため、プローブを 9 0 ° 回転させることにより、梗塞壁を描出しようとするかもしれない。しかしながら、プローブ（従って、画像平面）が正確に回転されない場合、診断者は梗塞位置を見逃しうる。パイプラインティルトモードでは、診断者は、乳頭筋が長軸ビューの基準画像に示されるまで、プローブを移動し、その後、長軸基準画像における乳頭筋先端を指し示すか、あるいは重ねるようカーソルライン 6 0 4 をティルトすることができ、これにより、短軸ビューでのティルトされた右画像 R のビューに梗塞位置を取り込む。診断者が縦方向の検査において、3 または 6 ヶ月後に短軸ビューでの心臓壁の同一部分を見たいとき、同じ傾きでティルトカーソル 6 0 4 を指し示し

40

50

、右画像の短軸ビューでの梗塞領域を見る、左画像の長軸ビューにおける乳頭筋の描出プロセスは、正確に繰り返すことができ、これにより、縦方向の検査の診断効果を向上させることができる。

【 0 0 3 0 】

図7は、回転モードによる2つのバイプレーン画像を示す。画面中央の2つの画像の間のアイコンは、右画像平面が左基準画像平面との配置から90°回転された状態を示す。マーカドットは、2つのセクタ画像の頂点の右サイドとアイコンにはっきりと可視化されている。心臓検査の完全性のため、バイプレーン画像の下に、EKGトレースが示される。

【 0 0 3 1 】

10

本発明の効果として、三次元領域の2つの平面のみしか描出されていないため、これら2つの画像の取得は、比較的速い表示フレームレートによるリアルタイム超音波画像となるのに十分な速さで行うことが可能である。さらなる効果としては、超音波システムは、単なる従来の二次元描出システムであること必要とするということである。図3に示されるように、バイプレーン描出の表示サブシステムは、従来の二次元画像処理サブシステムとすることが可能であり、これは、本発明によるバイプレーン描出が現在診断者に利用可能な二次元超音波システムにより実行可能であるということを意味する。図3の表示サブシステム及びスキャナは、図7に示されるバイプレーン画像を生成するのに特殊な3D機能を備える必要はない。

【 0 0 3 2 】

20

互いに対してティルト及び回転されたバイプレーン画像をユーザが見ることができるように、ティルト及び回転モードを合成することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図1】図1は、本発明の原理により構成された超音波診断描出システムのブロック図である。

【図2】図2A及び2Bは、図1のシステムによる二次元アレイトランスデューサの使用により生成される平面画像のリアルタイム表示を示す。

【図3】図3は、本発明の原理により構成された超音波診断描出システムの第2実施例のブロック図である。

30

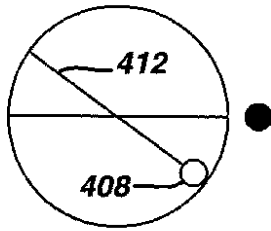
【図4】図4は、「回転」モードでの動作時におけるバイプレーン表示を示す。

【図5】図5は、異なる画像平面向きに対する図4の平面向きアイコンを示す。

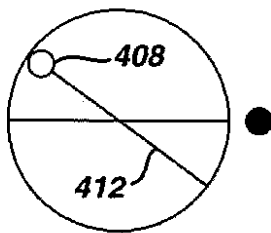
【図6】図6は、「ティルト」モードでの動作時におけるバイプレーン表示を示す。

【図7】図7は、本発明の原理による回転モードでの動作時における実際の超音波システムディスプレイの写真である。

【図 5 A】
FIG. 5A

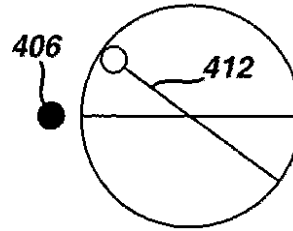


30
【図 5 B】
FIG. 5B

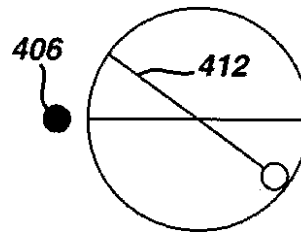


210

【図 5 C】
FIG. 5C

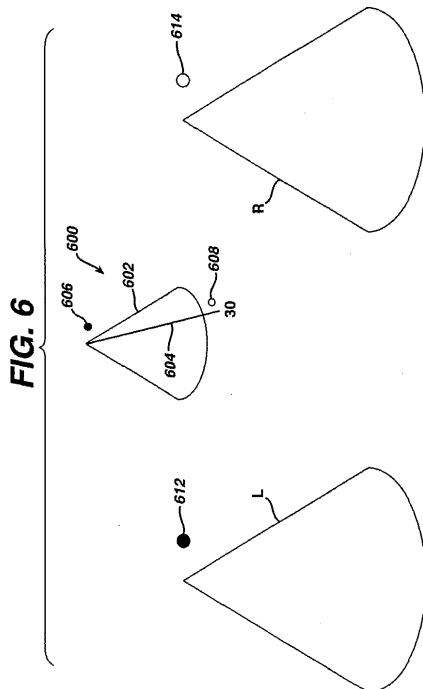


210
【図 5 D】
FIG. 5D



30

【図 6】



【図 7】

FIG. 7



フロントページの続き

- (72)発明者 フリサ, ジャニス
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 ポーランド, マッキー ダン
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 サヴォード, バーナード
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 サルゴ, イヴァン
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 デマーズ, ダグラス
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 ワード, マーク
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0
- (72)発明者 デイトマー, ポール
アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
1 0 0

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2000-135217(JP, A)
特開平05-056971(JP, A)
特開平09-192131(JP, A)
特開平05-103779(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
G01S 7/539
G01S 15/89

专利名称(译)	通过采集时间交错数据进行双平面超声渲染处理		
公开(公告)号	JP4473729B2	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	JP2004532379	申请日	2003-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	フリサジャニス ポーランドマッキーダン サヴォードバーナード サルゴイヴァン デマーズダグラス ワードマーク デイトマーポール		
发明人	フリサ, ジャニス ポーランド, マッキー ダン サヴォード, バーナード サルゴ, イヴァン デマーズ, ダグラス ワード, マーク デイトマー, ポール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/539 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8925 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8936 G01S15/8993 G01S15/8995 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G01S7/62.D G01S15/89.B		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/231704 2002-08-29 US		
其他公开文献	JP2005537079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种超声波设备和方法，其中通过双平面图像对身体的体积区域进行成像。一个双平面图像具有到换能器的固定平面取向，并且另一个双平面图像的平面可以相对于固定参考图像变化。在优选实施例中，一个图像可以相对于另一个旋转，并且可以相对于另一个倾斜。在显示屏上显示图像方向图标以及描绘两个平面图像的相对方向的两个双平面图像。

